



19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

Offenlegungsschrift DE 100 10 208 A 1

51 Int. Cl. 7:
G 01 F 11/28
A 61 M 5/168

21 Aktenzeichen: 100 10 208.5
22 Anmeldetag: 25. 2. 2000
43 Offenlegungstag: 13. 9. 2001

71 Anmelder:
Institut für Physikalische Hochtechnologie e.V.,
07745 Jena, DE

74 Vertreter:
R.-G. Pfeiffer und Kollegen, 07745 Jena

72 Erfinder:
Albert, Jens, 06712 Zeitz, DE; Bräutigam, Rainer,
Dr., 07745 Jena, DE; Henkel, Thomas, Dr., 07745
Jena, DE; Mayer, Günter, Dr., 07749 Jena, DE;
Schober, Andreas, Dr., 64291 Darmstadt, DE

56 Entgegenhaltungen:

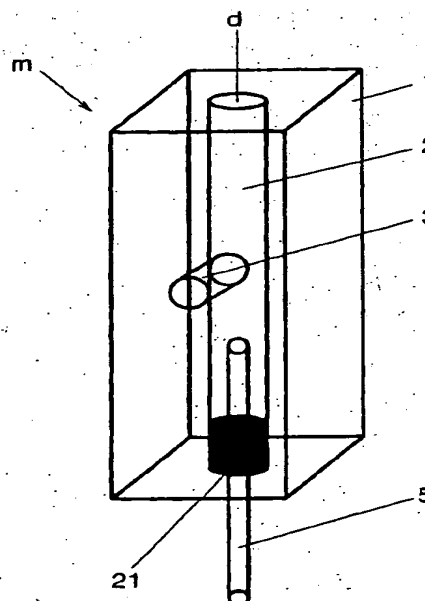
DE	198 02 637 C1
DE	198 02 368 C1
DE	197 06 513 C1
DE	42 14 430 A1
DE	93 08 103 U1
WO	99 32 174 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Mikrodosiervorrichtung zur definierten Abgabe kleiner in sich geschlossener Flüssigkeitsvolumina

57 Die Erfindung betrifft eine Mikrodosiervorrichtung zur definierten Abgabe kleiner in sich geschlossener Flüssigkeitsvolumina. Die Aufgabe, eine kostengünstige Mikrodosiervorrichtung (m) anzugeben, die eine definierte Abgabe kleiner in sich geschlossener Flüssigkeitsvolumina mit einem von Volumenteil zu Volumenteil in einem relativ großen Bereich frei wählbaren Flüssigkeitsvolumen ermöglicht, ohne daß dadurch die Verweilzeit des sich relativ zum Absetzgebiet bewegendes Dispensers beeinflusst wird, wird dadurch gelöst, daß ein Trägerkörper (1) mindestens einen ersten Kanal (2) umfaßt, der mit einem Druckbeaufschlagungsmittel (d) verbunden ist, welches den Kanal (2) mit einem variabel vorgebbaren pneumatischen Druckimpuls beaufschlagt, wobei der Kanal (2) mit einem wenigstens einem druckausgleichenden Bypass (3) verbunden ist, wobei der minimale Öffnungsquerschnitt des Bypass (3) maximal das Zweifache des Öffnungsquerschnitts des Kanals (2) beträgt, und der Kanal (2) an dem der Druckbeaufschlagungsseite gegenüberliegenden Ende (21) mit wenigstens einem die zu disperrierende Flüssigkeit aufnehmenden zweiten Kanal (5) versehen ist, dessen kleinster Öffnungsquerschnitt kleiner als der des Bypass (3) festgelegt ist.



DE 100 10 208 A 1

DE 100 10 208 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Mikrodosiervorrichtung zur definierten Abgabe kleiner in sich geschlossener Flüssigkeitsvolumina, der die Generierung von Einzeltropfen mit Volumina im Bereich von 10 nl bis 3 µl ermöglicht. Derartige Pipettiersysteme finden zur Befüllung von Mikrokompartimenten, wie z. B. Nanotiterplatten, insbesondere mit wechselnden Reagenzien sowie für die Herstellung von Biochips mit Spotgrößen, insbesondere im Bereich von 0,2 mm bis 2 mm, Anwendung.

Es sind bereits mehrere Mikrodosiervorrichtungen für den gleichen Einsatzzweck wie vorliegender Erfindung bekannt. So beschreiben DE 197 06 513 A1, DE 198 02 367 C1 und DE 198 02 368 C1 Mikrodosiervorrichtungen, bei denen eine Druckkammer vorgesehen ist, die von einem membranartigen Verdränger begrenzt sind, wobei der Verdränger mit einer Betätigungsvorrichtung versehen ist, mit Hilfe derer die Abgabe einer definierten Flüssigkeitsmenge aus der Druckkammer über eine Auslaßöffnung bewirkt wird. Genannte Baugruppen sind nach diesen Lösungen mikromechanisch gefertigt. Für die Betätigungsvorrichtung ist ein Piezostapel-Aktor eingesetzt. Neben einer Vielzahl weiterer Baugruppen benötigen die vorstehend beschriebenen Lösungen zusätzlich integrierte Ventile, um ein Rückströmen der Flüssigkeit aus dem Austrittskanal zu unterbinden.

Weiterhin ist eine Mikrodosiervorrichtung: Schrift "Mikrodosierung", Firmenschrift der Fa. microdrop GmbH, Norderstedt, 1995, bekannt, bei der eine dünne Glaskapillare von einem piezoelektrischen Aktuator umfaßt ist, der bei Spannungsbeaufschlagung eine Kontraktion des von ihm umfaßten Kapillarabschnitts bewirkt und damit ein definiertes Flüssigkeitsvolumen aus der Kapillare verdrängt.

Allen vorstehenden Lösungen haftet der Nachteil an, daß eine starke Abhängigkeit der Ansteuerparameter, wie Frequenz, Amplitude und Impulsform, von der Viskosität der zu dispensierenden Medien besteht, die nur durch aufwendige Steuer- und Regelmittel in gewissen Grenzen beeinflussbar ist. Weiterhin ist durch die Integration bzw. direkte Zuordnung der aktiven Elemente, die einen Druckimpuls auslösen, auf den medienabgebenden Kanälen die Integrationsdichte bzw. benachbarte Anordnung bei Vorsehung mehrerer Abgabekanäle beschränkt. Desweiteren ist durch die konstruktiven Ausbildungen genannter Vorrichtungen deren Reinigung, insbesondere bei Medienwechsel erschwert.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine kostengünstige Mikrodosiervorrichtung anzugeben, die eine definierte Abgabe kleiner in sich geschlossener Flüssigkeitsvolumina mit einem von Volumenteil zu Volumenteil in einem relativ großen Bereich frei wählbaren Flüssigkeitsvolumen ermöglicht, ohne daß dadurch die Verweilzeit des sich relativ zum Absetzgebiet bewegenden Dispensers beeinflusst wird und die frei von den Nachteilen des Standes der Technik ist.

Die Aufgabe wird durch die kennzeichnenden Merkmale des ersten Patentanspruchs gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen sind von den nachgeordneten Patentansprüchen erfaßt.

Das Wesen der Erfindung besteht in der baulichen Entkopplung druckerzeugender Mittel von den eigentlichen Dispensermitteln.

Die Erfindung soll nachstehend anhand schematischer Ausführungsbeispiele näher erläutert werden. Es zeigen:

Fig. 1a und 1b Möglichkeiten der pneumatischen Druckbeaufschlagung der vorgeschlagenen Mikrodosiervorrichtung,

Fig. 2 eine erste Ausführungsmöglichkeit der Erfindung

in transparenter perspektivischer Darstellung,

Fig. 3a einen Grundkörper einer zweiten Ausführungsmöglichkeit der Erfindung in transparenter perspektivischer Darstellung,

Fig. 3b eine spezielle, in einen Grundkörper nach Fig. 3a einzusetzende Kapillarenausbildung,

Fig. 3c die Baugruppen nach Fig. 3a und 3b im zusammengebauten Zustand,

Fig. 4 eine Möglichkeit der Integration mehrerer Mikrodosiervorrichtungen in einem gemeinsamen Träger und

Fig. 5 beispielhaft das Volumen der aus einer befüllten Kapillare abgegebenen Flüssigkeit in Abhängigkeit von der zur Erzeugung eines Druckimpulses für verschiedene Flüssigkeiten.

Die Fig. 1a und 1b zeigen Möglichkeiten der pneumatischen Druckbeaufschlagung der vorgeschlagenen Mikrodosiervorrichtung m. Dabei stehen in Fig. 1a d1 für eine pneumatische Druckversorgungseinrichtung, d2 für einen Druckregler, d3 für eine Drossel, d4 für ein Druckreservoir und s für ein Schaltventil. Gleiche Baugruppen in Fig. 1b sind mit identischen Bezugszeichen versehen, wobei d5 für eine nach dem Stand der Technik auszubildende akustische, mechanische, magnetische oder elektromagnetische Einrichtung zur Erzeugung eines pneumatischen Druckimpulses steht.

Fig. 2 zeigt in transparenter und perspektivischer Darstellung eine erste Ausführungsmöglichkeit einer Mikrodosiervorrichtung m, bestehend aus einem Trägerkörper 1, in den ein erster Kanal 2 eingebracht ist, der am oberen Ende mit einem Druckbeaufschlagungsmittel d verbunden ist, wobei das Druckbeaufschlagungsmittel d im Beispiel die in Fig. 1a durch einen strichlinierten Rahmen umfaßte Baugruppe beinhalten soll. Durch Betätigung des Schaltventils s (vgl. Fig. 1a), bei Anlegen eines variabel vorgebbaren im Druckreservoir d4, ist der Kanal 2 mit einem pneumatischen Druckimpuls beaufschlagbar. Dabei wird je nach vorgebbarer Stärke und Dauer des Druckimpulses der gesamte mit der zu dispensierenden Flüssigkeit (nicht dargestellt) befüllte zweite Kanal 5, der im Beispiel mittels eines Halte- und Dichtmittels 4 im Kanal 2 befestigt ist, entweder auf einmal entleert oder nur eine Teilmenge in Form eines Tropfens am düsenförmig ausgeformten (nicht dargestellt) Ende 54 abgegeben. Die Aufnahme der zu dispensierenden Flüssigkeit erfolgt nach Fig. 2, bei der der Kanal 5 als Kapillare ausgebildet ist, durch einfaches Eintauchen in einen nicht dargestellten Behälter, der die betreffende Flüssigkeit enthält. Im Beispiel beträgt der Kapillareninnendurchmesser des Kanals 5 0,6 mm und im düsenförmig ausgeformten Ende 54 zwischen 50 ... 100 µm. Wesentlich ist, daß der erste Kanal 2 mit einem einen Druckausgleich mit der Umgebung bewirkenden Bypass 3 versehen ist, der im Beispiel als Bohrung durch den Träger 1 ausgebildet ist. Dabei ist der Öffnungsquerschnitt des Kanals 2, im Beispiel mit einem Innendurchmesser von 4 mm bei einer Kanallänge von 4 cm, größer festgelegt, als der Öffnungsquerschnitt des Bypass 3, dem im Beispiel ein Innendurchmesser von 1,2 mm gegeben ist. Das in den ersten Kanal 2 mündende Ende 53 des zweiten Kanals 5 ist unterhalb des Ansatzes für den Bypass 3 angeordnet und der kleinste Öffnungsquerschnitt des Kanals 5, im düsenförmig ausgebildeten Ende 54, ist kleiner als der Öffnungsquerschnitt des Bypass 5 festgelegt. Dadurch ist gewährleistet, daß nach Auslösung eines Druckimpulses vorgebbarer Stärke und Dauer die entsprechende Menge der zu dispensierenden Flüssigkeit aus der Kapillare 5 ausgestoßen wird und bereits bei noch geöffnetem Schaltventil s (Fig. 1a) sofort ein Druckabbau im Kanal 2 über den Bypass 5 erfolgt, so daß nach Anlegen eines weiteren Druckimpulses an den Kanal 2 wieder identische Ausgangsbedingungen für den nächsten zu dispensierenden Tropfen

gegeben sind. Die Größe des zum Einsatz gelangenden Druckreservoirs d4 ist je nach Betriebsweise der Gesamtvorrichtung beliebig vorgebar; in realisierten Ausführungsformen ist sie zwischen 2 µl bis 20 ml, insbesondere zu 200 µl, festgelegt. Fig. 5 zeigt für eine Variante nach Fig. 1a das Volumen der aus einer mit maximal 5 µl befüllten Kapillare 5 abgegebenen Flüssigkeit in Abhängigkeit von der zur Erzeugung des Druckimpulses durch den Druckregler d2 vorgegebenen Druck beispielhaft für Wasser und die organischen Lösungsmittel Ethanol, Dimethylformamid, Dimethylsulfoxid und Toluol.

Enthält die Kapillare 5 bspw. 5 µl Dimethylformamid und wird die Mikrodosiervorrichtung m mit Druckimpulsen, erzeugt durch Druckbeaufschlagung des Druckreservoirs d4 mit einem Druck von 220 mbar und nachfolgendes Öffnen des Schaltventils betrieben, so erfolgt bis zur vollständigen Entleerung der Kapillare 5 die Abgabe von 62 Einzeltropfen mit einem Tropfenvolumen von 80 nl mit einer Frequenz von 2,3 Hz.

Fig. 3a zeigt schematisch einen Grundkörper einer zweiten Ausführungsmöglichkeit der Erfindung in transparenter perspektivischer Darstellung, bei dem beidseits an den ersten Kanal 2, der mit einem Druckbeaufschlagungsmittel d verbunden ist (vgl. Fig. 3b), Kanalabschnitte 22, 23 vorgesehen sind, die über Durchbrüche mit dem Kanal 2 verbunden sind und fluchtend einander gegenüberstehen. In diese Kanalabschnitte 22, 23 ist ein unterbrochener Kapillarweg 51, 52 einbringbar, wobei im unterbrochenen Bereich die Kapillarwege 51, 52 mit einer abdichtenden und verformbaren Membran 6 verbunden sind. Im Beispiel nach Fig. 3b sind die unterbrochenen Kapillarwege durch zwei rohrförmige Kapillaren gebildet, die über eine schlauchartige Membran 6 miteinander verbunden und voneinander beabstandet sind. Genannter Membranbereich 6 ist im eingebauten Zustand (vgl. Fig. 3c) dabei so positioniert, daß er innerhalb des ersten Kanals 2 zu liegen kommt und außerhalb des verformbaren Membranbereichs 6 von den Kanalabschnitten 22, 23 dichtend erfaßt ist, wobei einzig der verformbare Membranbereich 6 mit einem am Kanal 2 anlegbaren pneumatischen Druckimpuls beaufschlagbar ist. Der Kanal 2 ist analog zur Ausführung nach Fig. 2 wiederum mit einem Bypass 3 versehen. Im Beispiel beträgt der größte Innendurchmesser des Kanals 2 4 mm, der Durchmesser der im Beispiel als Bohrung in den Träger 1 eingebrachten Kanalabschnitte 22, 23 2 mm, der Innendurchmesser der Kapillarwege 51, 52 ist analog zu Fig. 2 festgelegt, wobei der abflußseitige Kapillarenweg 51 wiederum düsenförmig (nicht dargestellt) ausgebildet sein soll. Der Innendurchmesser des Bypass 3 beträgt in einer Ausführung nach Fig. 3a 1,8 mm. In Abwandlung zu Fig. 2 ist der zulaufseitige Teil des Kapillarenwegs 52 mit einem Flüssigkeitsreservoir oder -zulauf verbunden, so daß eine kontinuierliche Flüssigkeitszufuhr der zu dispensierenden Flüssigkeit gegeben ist. Beim Betrieb der Vorrichtung ist darauf zu achten, daß neben dem Kapillarenweg 52 zumindest auch der Membranbereich 6 stets vollständig mit Flüssigkeit gefüllt ist, um reproduzierbare Tropfengrößen zu gewährleisten. Der abflußseitige Kapillarenweg 51 kann kürzer als nach Fig. 2 festgelegt sein und beträgt im Beispiel 25 mm, da infolge der ständigen Flüssigkeitszufuhr nicht mehr die gesamte zu dispensierende Flüssigkeit durch diesen Abschnitt aufgenommen werden muß. Mit einer Ausführungsform nach Fig. 3c lassen sich bei einem Düsenquerschnitt zwischen 50 ... 200 µm im Kapillarenauslaßbereich 51 und pneumatischen Druckimpulsen Tropfenvolumen in einem Bereich von 30 nl bis 2 µl generieren. Eine Miniaturisierung einer Vorrichtung nach den Fig. 3 und Anordnungen mehrerer solcher Vorrichtungen nebeneinander liegt im Rahmen der Erfindung und ist auf-

grund der permanenten Fluidzuführung leichter möglich als nach Fig. 2.

Ebenso liegt es im Rahmen der Erfindung, daß jeweils ein Kanal (2) mit mehreren druckausgleichenden Bypässen (3) verbunden ist, wobei die Summe der minimalen Öffnungsquerschnitte der Bypässe (3) maximal das Zweifache des Öffnungsquerschnitts des Kanals (2) beträgt.

In Fig. 4 ist eine Möglichkeit der Integration mehrerer Mikrodosiervorrichtungen in einem gemeinsamen Träger 1 schematisch angedeutet. Dabei sind im Beispiel die vorzusehenden Kanäle 2 und 5 deckungsgleich in je zwei plättchenförmige Trägerkörper 11, 12 (vgl. den unteren Teil von Fig. 4) mittels mikrosystemtechnischer Methoden eingebracht, wobei in einem der Trägerkörper, hier 11, Ausnehmungen zur Bildung der pro Kanal 2 vorzusehenden Bypässe eingebracht sind. Die beiden plättchenförmigen Trägerkörper 11, 12 können bspw. miteinander durch anodisches Bonden miteinander verbunden sein. Die grundsätzliche Ausbildung der einzelnen Baugruppen 2, 3 und 5 folgt in diesem Beispiel im wesentlichen dem Ausführungsbeispiel nach Fig. 2, wobei der Querschnitt der Kanäle 2 mit 1 mm² bei einer Kanallänge von 3 mm, der Querschnitt der Kanäle 2 mit 0,24 mm² bei einer Kanallänge von 30 mm, welche im Tropfenabgabebereich wieder einen düsenförmigen Ausformung mit einem Querschnitt von 10 µm² aufweisen, und der Querschnitt des Bypass mit 0,6 mm² festgelegt ist. Im Beispiel soll jeder der Kanäle 2 mit einem separaten Druckbeaufschlagungsmittel versehen sein. Die Vereinigung dieser Druckbeaufschlagungsmittel d zu einem einzigen, alle Kanäle 2 erfassenden Druckbeaufschlagungsmittel ist denkbar, erfordert aber eine Variation zumindest der Querschnitte der Kanäle 2, da sich der Druckimpuls gaußförmig ausbreitet und so bei identischer Ausbildung der Kanäle 2 nicht in jedem Kanal ein identischer pneumatischer Druckimpuls anliegen würde.

Eine analoge miniaturisierte Ausbildung einer Mikrodosiervorrichtung nach Fig. 3c ist ebenfalls denkbar, wobei der Aufbau komplizierter ist, als der in Fig. 4 dargestellte. Ebenso kann bei einer solchen Ausführung vorgesehen sein, daß der unterbrochene Kapillarweg nicht allseits von einer Membran umfaßt ist, wie in Fig. 3b gezeigt, sondern nur in einer Ebene angeordnet ist.

Im Gegensatz zu den vergleichbaren Lösungen nach dem Stand der Technik ermöglicht vorliegende Erfindung, z. B. bei einem Einsatz entsprechend Fig. 1a, nach Kalibrierung die Einstellung des gewünschten Tropfenvolumens über einen weiten Volumenbereich ausschließlich über die Druckvorgabe, mit welcher das Druckreservoir beaufschlagt wird. Die Ermittlung der über weite Bereiche linearen Kalibrierungsfunktion auf Grundlage der Abhängigkeit des Tropfenvolumens von der Druckvorgabe (vgl. Fig. 5) erfolgt im Rahmen der Erfindung gerätespezifisch experimentell je einmal für die entsprechenden Reagenzien und steht danach bis zur Änderung der Gerätekonfiguration zur Verfügung. Die Verwendung nichtlinearer Kalibrierfunktionen kann die Genauigkeit zusätzlich erhöhen.

Die rechnerische Ermittlung der Kalibrierfunktion auf der Grundlage der Lösungsmittelparameter Dichte, Viskosität, Oberflächenspannung, verschiedener Geräteparameter sowie empirischer Gerätekennzahlen ist möglich.

Durch Integration der Kalibrierfunktion und Übergabe des Reagenzparametersatzes an eine Steuersoftware ist durch den Anwender nur die Vorgabe des abzugebenden Tropfenvolumens erforderlich.

Damit reduziert sich der anwenderseitige Bedienungsaufwand auf die Vorgabe der Tropfenvolumina, der Zielkoordinaten x, y, z (bei Kopplung zwischen der Mikrodosiervorrichtung und einem Positioniersystem) sowie die Reagenzparameter,

welche von einer internen Datenbank bereitstellbar sind.

Darüber hinaus ist eine softwareseitige Kontrolle über den jeweiligen Füllstand der Mikrodosiervorrichtung möglich, wodurch das vollautomatische Nachladen von Reagenz realisiert werden kann.

Ein und dieselbe Mikrodosiervorrichtung ist damit in der Lage, über einen großen Bereich Tropfen unterschiedlichen Volumens auch während eines Beschickungszyklus eines Tropfenaufnahmeträgers zu dispensieren.

Durch temporäres Schließen des Bypass 3 an Geräten entsprechend einer Ausführung nach Fig. 2 und Auslösen eines Druckstoßes wird ein vollständiges Ausblasen der Kapillare in einem Schritt erreicht. Diese leicht automatisierbare Vorgehensweise ermöglicht in Kombination mit dem wechselseitigen vollständigen Befüllen der Kapillare mit Spül- und Reinigungsflüssigkeiten sowie Reagenzien zur Einstellung des prozeßbedingt notwendigen Benetzungsverhaltens der inneren Kapillarfläche an den schnellen Wechsel des Arbeitsreagenz vorzugsweise während eines Beschickungszyklus eines Tropfenträgers.

Im Gegensatz zu vergleichbaren Lösungen nach dem Stand der Technik ermöglichen Ausführungsformen nach den Fig. 2 und 3 die Durchführung von Pipettieroperationen ohne den direkten Kontakt zwischen zu dispensierenden Medium und mechanischen, elektromechanisch aktiven oder passiven Baugruppen oder Hilfsmedien. Damit erweitert die vorgeschlagene Mikrodosiervorrichtung die Palette der dem Verfahren der Mikrodosierung zugänglichen Medien und Reagenzien insbesondere von hochreaktiven oder hochkorrosiven Medien, wie z. B. Säurechloride, Trifluorsäure, metallorganische Verbindungen, wie z. B. Grignard-Reagenzien, Lösungen von Metallamiden (LDA), Reduktionsmitteln, wie z. B. Lithiumaluminiumhydrid u. v. a.

Neben den eingangs beschriebenen vorteilhaften Verwendungsmöglichkeiten der beanspruchten Vorrichtung lassen sich unter Einsatz dieser u. a. definierte, flexible Verdünnungsoperationen als wesentlicher Bestandteil der meisten Protokolle für die Durchführung von Assays, wie Rezeptor-Bindungsstudien, Radioimmunoassays, Enzym-Immunoassays usw., bei welchen sich die zu bestimmende Zielgröße aus der Konzentrationsabhängigkeit einer Meßgröße ergibt, realisieren.

Bezugszeichenliste

- 1, 11, 12 Trägerkörper
- 2 erster Kanal
- 21 der Druckbeaufschlagungsseite des Kanals 2 gegenüberliegendes Ende
- 22, 23 Kanalabschnitte
- 3 Bypass
- 4 Halte- und Dichtmittel
- 5 zweiter Kanal (Kapillare)
- 51, 52 unterbrochener Kapillarweg
- 53 in den Kanal 2 mündendes Ende des Kanals 5
- 54 flüssigkeitsabgebendes Ende des Kanals 5
- 6 verformbare Membran
- d Druckbeaufschlagungsmittel
- d1 Druckversorgungseinrichtung
- d2 Druckregler
- d3 Drossel
- d4 Druckreservoir
- d5 akustische, mechanische, magnetische oder elektromagnetische Einrichtung zur Erzeugung eines pneumatischen Druckimpulses
- f Flüssigkeitsreservoir oder -zulauf
- m Mikrodosiervorrichtung

s. Schaltventil

Patentansprüche

1. Mikrodosiervorrichtung zur definierten Abgabe kleiner in sich geschlossener Flüssigkeitsvolumina, bestehend aus einem Trägerkörper (1), der mindestens einen ersten Kanal (2) umfaßt, der mit einem Druckbeaufschlagungsmittel (d) verbunden ist, welches den Kanal (2) mit einem variabel vorgebbaren pneumatischen Druckimpuls beaufschlagen läßt, wobei der Kanal (2) mit einem wenigstens einen druckausgleichenden Bypass (3) verbunden ist, wobei der minimale Öffnungsquerschnitt des Bypass (3) maximal das Zweifache des Öffnungsquerschnitts des Kanals (2) beträgt, und der Kanal (2) an dem der Druckbeaufschlagungsseite gegenüberliegenden Ende (21) mit wenigstens einem die zu dispensierende Flüssigkeit aufnehmenden zweiten Kanal (5) versehen ist, dessen kleinster Öffnungsquerschnitt kleiner als der des Bypass (3) festgelegt ist.
2. Mikrodosiervorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der zweite Kanal (5) durch einen unterbrochenen Kapillarweg (51, 52) gebildet ist, der im unterbrochenen Bereich mit einer den Kapillarweg nach außen abdichtenden und verformbaren Membran (6) versehen ist, welche im ersten Kanal (2) angeordnet, mit einem pneumatischen Druckimpuls beaufschlagbar ist.
3. Mikrodosiervorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß der zulaufseitige Teil (52) des Kapillarwegs (51, 52) mit einem Flüssigkeitsreservoir oder -zulauf (f) verbunden ist.
4. Mikrodosiervorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß beidseits an den ersten Kanal (2) den unterbrochenen Kapillarweg (51, 52) aufnehmende Kanalabschnitte (22, 23) angeschlossen sind, die außerhalb des verformbaren Membranbereichs (6) die Kapillarwege (51; 52) dichtend erfassen.
5. Mikrodosiervorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das in den ersten Kanal (2) mündende Ende (53) des zweiten Kanals (5) unterhalb des Ansatzes für den Bypass (3) angeordnet ist.
6. Mikrodosiervorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der zweite Kanal (5) am flüssigkeitsabgebenden Ende (54) düsenförmig ausgebildet ist.
7. Mikrodosiervorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß mehrere erste Kanäle (2), diesen zugeordnete Bypässe (3) sowie zweite Kanäle (5) in einen plättchenförmigen Trägerkörper (1) mikrosystemtechnisch eingebracht sind.
8. Mikrodosiervorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß der plättchenförmige Trägerkörper durch zumindest zweigeteilte plättchenförmigen Trägerkörper (11, 12), die miteinander flächig verbunden sind, gebildet ist, wobei die vorzusehenden Baugruppen (2; 3; 5) zumindest in einen der Trägerkörper (11 oder 12) mikrosystemtechnisch eingebracht sind.
9. Mikrodosiervorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß jeweils ein Kanal (2) mit mehreren druckausgleichenden Bypässen (3) verbunden ist, wobei die Summe der minimalen Öffnungsquerschnitte der Bypässe (3) maximal das Zweifache des Öffnungsquerschnitts des Kanals (2) beträgt.

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

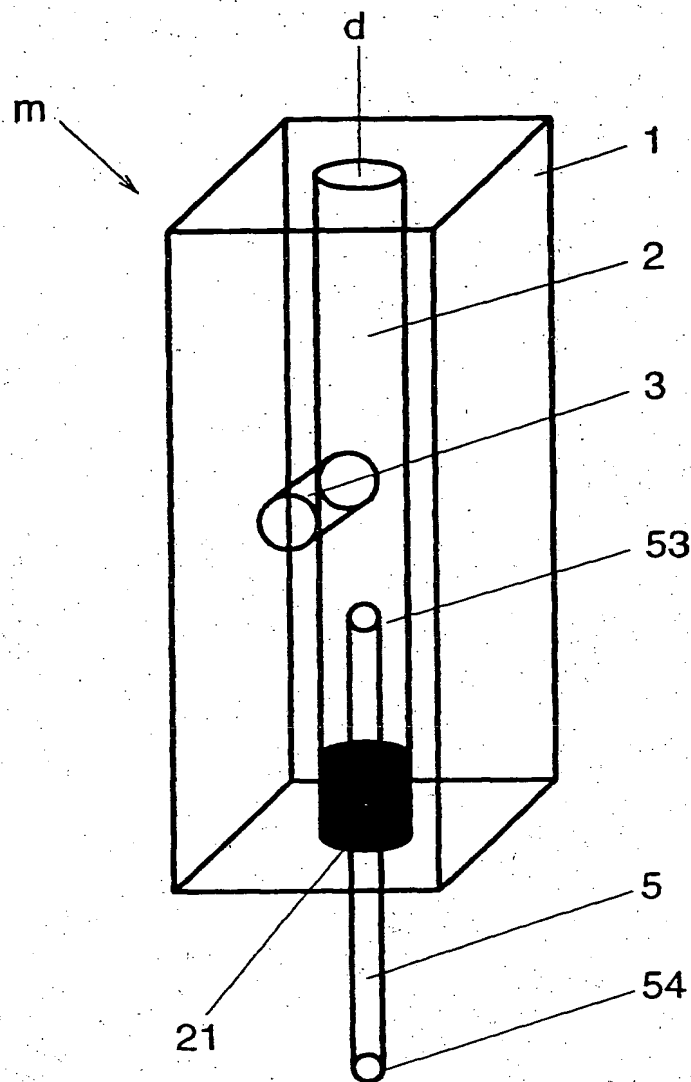


Fig. 2

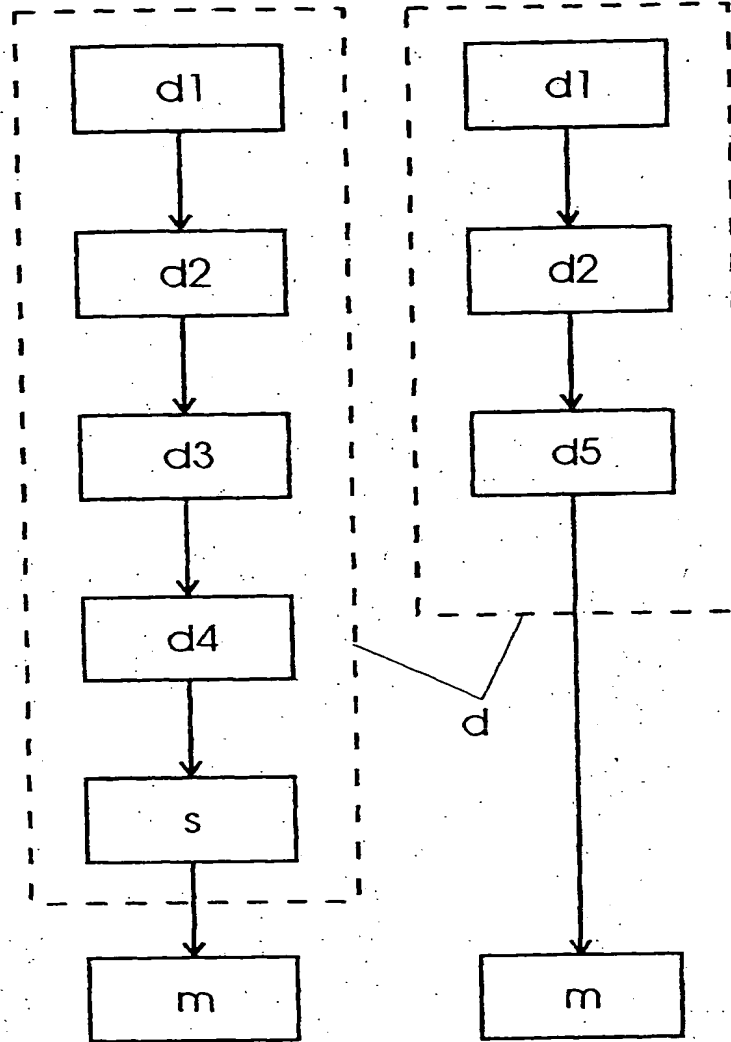


Fig. 1a

Fig. 1b

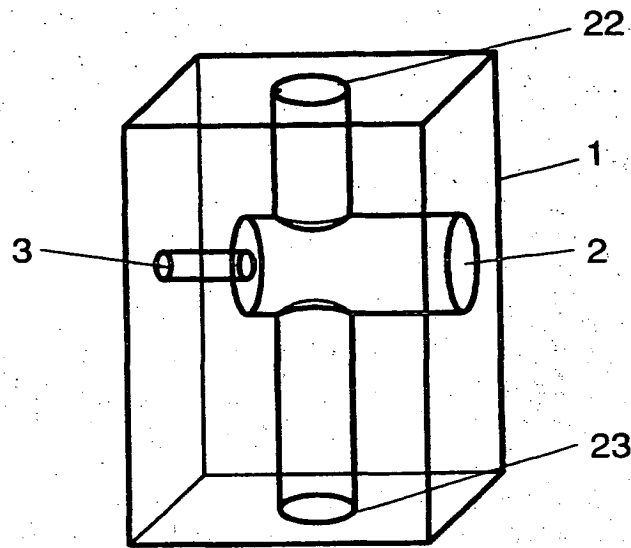


Fig. 3a

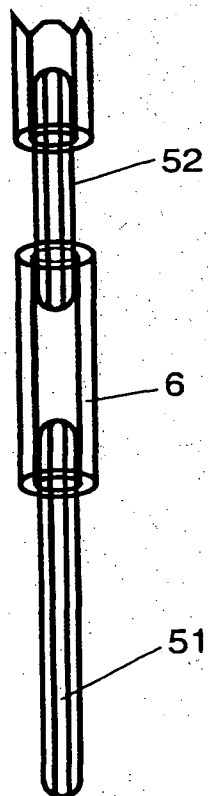


Fig. 3b

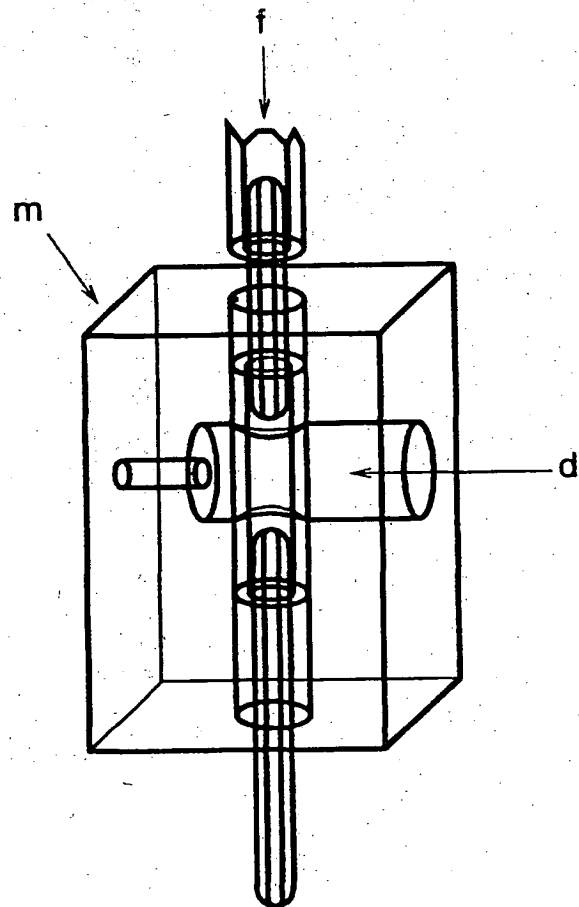


Fig. 3c

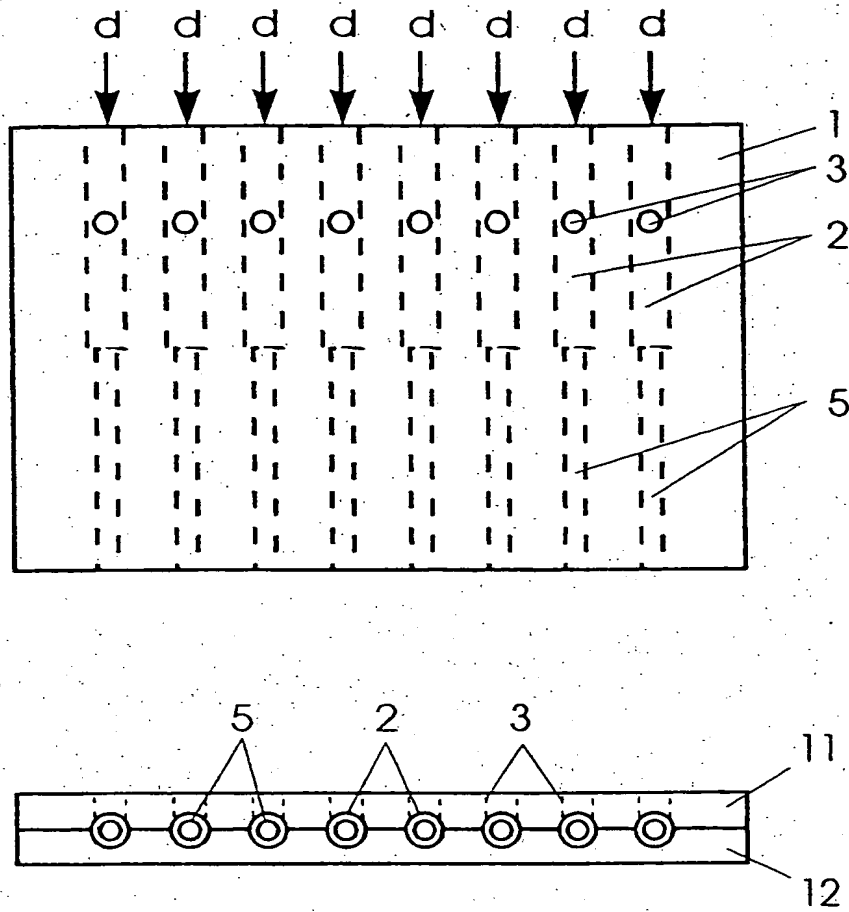


Fig.4

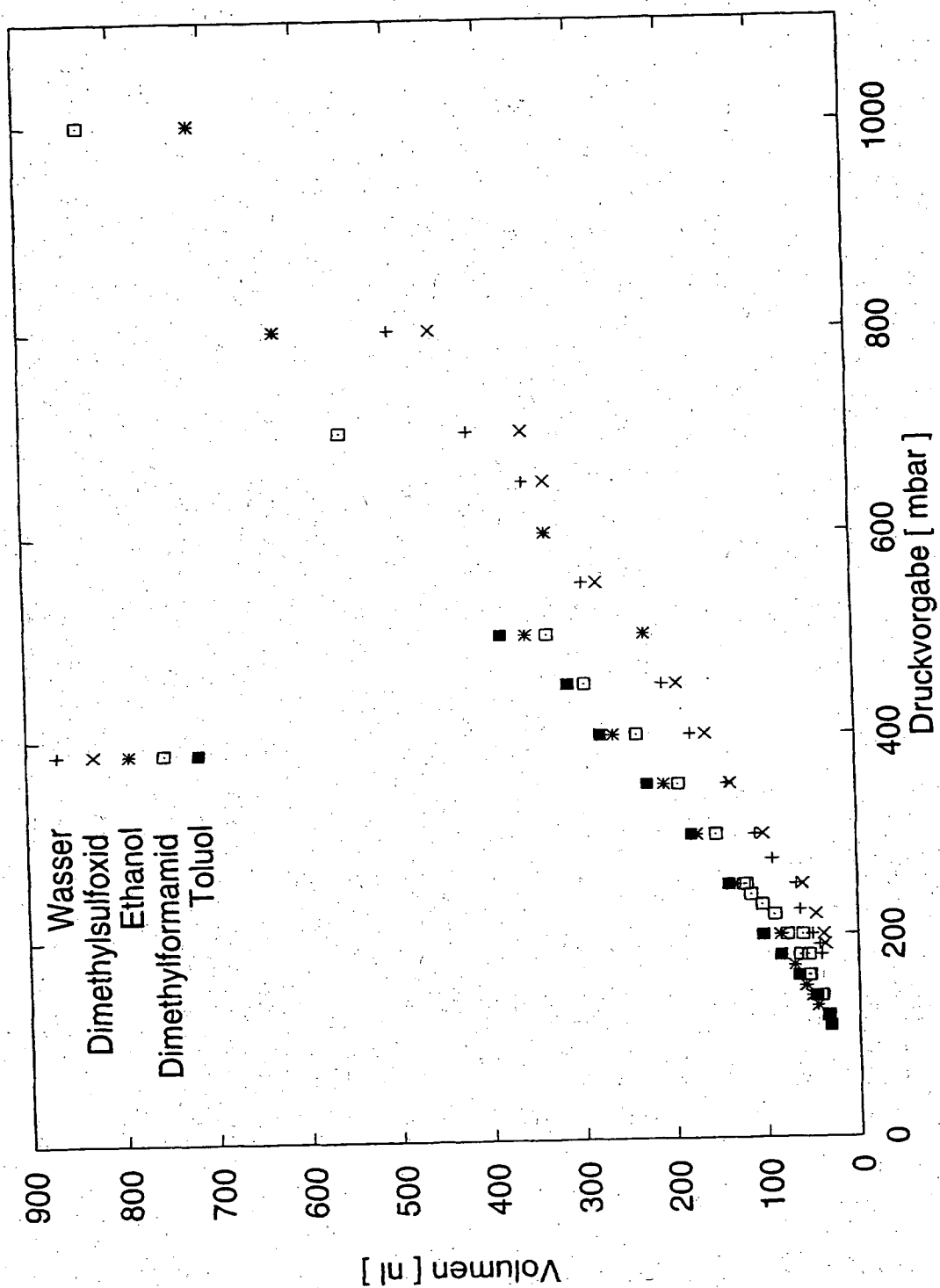


Fig. 5